



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105358036 B

(45)授权公告日 2017.09.19

(21)申请号 201480036912.2

(22)申请日 2014.01.17

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105358036 A

(43)申请公布日 2016.02.24

(30)优先权数据

2013-136760 2013.06.28 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.12.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/050804 2014.01.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/208106 JA 2014.12.31

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 鹤田尚英 杉山勇太 松井亮

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

(56)对比文件

EP 1782742 A2, 2007.05.09,

EP 0888749 A1, 1999.01.07,

WO 2013/073508 A1, 2013.05.23,

US 2012/0221002 A1, 2012.08.30,

CN 102573605 A, 2012.07.11,

审查员 张雯

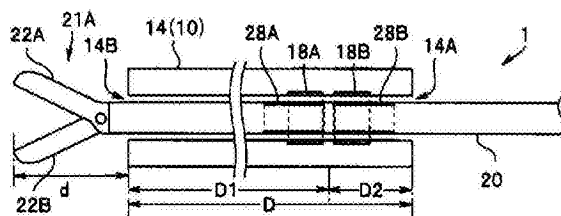
权利要求书3页 说明书12页 附图16页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

内窥镜系统(1)具备具有供插入部(11)贯穿插入的挠性的通道(14)的内窥镜(10)、从内窥镜(10)的操作部(12)的插入口(14A)插入并贯穿插入到通道(14)中的处置器械(20)、输出高频电力的电源(30),内窥镜(10)具有送电部(19),该送电部(19)包含第1送电电极(18A)和第2送电电极(18B),通过高频电力而产生施加给通道(14)的交流电场,处置器械(20)具有接收交流电场的受电部(29),该受电部(29)包含与第1送电电极(18A)电容耦合的第1受电电极(28A)和与第2送电电极(18B)电容耦合的第2受电电极(28B),与送电部(19)一起构成谐振频率与高频电力的频率相同的谐振电路。



1. 一种内窥镜系统,该内窥镜系统具有:

软性内窥镜,其具有挠性的插入部、配设在所述插入部的基端部侧的操作部、供所述插入部贯穿插入的挠性的通道,其中,所述插入部包含配设有摄像部的前端部;

电源,其输出高频电力;以及

器件,其从所述操作部的插入口插入并贯穿插入到所述通道内,包含对被处置部通电的一对刀片的处置部从所述前端部的开口突出,

所述内窥镜系统的特征在于,

所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含沿着所述通道的外周面敷设的各自的长度为5cm以上100cm以下的第1送电电极和第2送电电极,所述第1送电电极和第2送电电极通过从所述电源输入的所述高频电力而产生交流电场,

所述器件具有:

处置部,其通过电力进行处置;以及

接收所述交流电场的受电部,其包含第1受电电极和第2受电电极,与所述送电部一起构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,其中,在所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下,所述第1受电电极与所述第1送电电极呈同心圆状对置配置并构成第1电容器,所述第2受电电极与所述第2送电电极呈同心圆状对置配置并以与所述第1电容器相同的长度构成第2电容器。

2. 一种内窥镜系统,该内窥镜系统具有:

软性内窥镜,其具有挠性的插入部、配设在所述插入部的基端部侧的操作部、供所述插入部贯穿插入的挠性的通道,其中,所述插入部包含配设有摄像部的前端部;

器件,其从所述操作部的插入口插入并贯穿插入到所述通道中;以及

电源,其输出高频电力,

所述内窥镜系统的特征在于,

所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含第1送电电极和第2送电电极,通过从所述电源输入的所述高频电力而产生施加给所述通道的交流电场,

所述器件具有:处置部,其通过电力进行处置;以及接收所述交流电场的受电部,其包含与所述第1送电电极电容耦合的挠性的第1受电电极和与所述第2送电电极电容耦合的挠性的第2受电电极,与所述送电部一起构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,所述受电部接收的电力被输出到所述处置部。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

在所述器件的所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下,所述第1受电电极配设在与所述第1送电电极电容耦合的位置,所述第2受电电极配设在与所述第2送电电极电容耦合的位置。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1送电电极和所述第2送电电极由沿着所述通道的圆筒状的外表面敷设的导体构成,

所述第1受电电极和所述第2受电电极由沿着所述器件的圆筒状的外表面敷设的导体构成。

5. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

在所述器件的所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下,所述第1送电电极和所述第1受电电极呈同心圆状对置配置,所述第2送电电极和所述第2受电电极呈同心圆状对置配置。

6. 一种内窥镜系统,该内窥镜系统具有:

软性内窥镜,其具有挠性的插入部、配设在所述插入部的基端部侧的操作部、供所述插入部贯穿插入的挠性的通道,其中,所述插入部包含配设有摄像部的前端部;

器件,其从所述操作部的插入口插入并贯穿插入到所述通道中;以及

电源,其输出高频电力,

所述内窥镜系统的特征在于,

所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含相互电容耦合的第1送电电极和第2送电电极,构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,通过所述高频电力而产生施加给所述通道的交流电场,

所述器件具有:处置部,其通过电力进行处置;以及接收所述交流电场的受电部,其包含相互电容耦合的挠性的第1受电电极和挠性的第2受电电极,构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,所述受电部接收的电力被输出到所述处置部。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其特征在于,

在所述器件的所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下,相互电容耦合的所述第1受电电极和第2受电电极被配设在与相互电容耦合的所述第1送电电极和第2送电电极电容耦合的位置。

8. 根据权利要求1、2或6所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述受电电极由所述器件的形状保持用的螺旋线圈的一部分构成。

9. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其特征在于,

在所述器件的所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下,相互电容耦合的所述第1送电电极和第2送电电极与相互电容耦合的所述第1受电电极和第2受电电极呈同心圆状对置配置。

10. 根据权利要求1、2或6中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述器件是具有如下的处置部的处置器械,该处置部包含对被处置部通电的一对刀片。

11. 根据权利要求1、2或6中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述谐振电路包含电感可变元件,

所述内窥镜系统具有控制部,该控制部对所述电感可变元件的电感进行调整,使得所述谐振频率成为所述高频电力的频率。

12. 根据权利要求1、2或6中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述器件具有将所述受电部接收的电力转换为处置中使用的电力的电力转换部。

13. 根据权利要求1、2或6中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述器件具有蓄积所述受电部接收的电力并将所蓄积的电力输出到所述处置部的蓄电部。

14. 根据权利要求13所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述器件具有告知所述蓄电部的蓄电状态的告知部。

15. 根据权利要求13所述的内窥镜系统, 其特征在于,
所述蓄电部输出的电力大于所述受电部接收的电力。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及对贯穿插入到软性内窥镜的通道中的器件进行无线供电的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 作为贯穿插入到软性内窥镜的通道中并插入到体内的器件,在美国专利第7824407号说明书中公开了对活体组织施加高频电流并进行处置的高频切开钳子。

[0003] 并且,在美国专利第6949068号说明书中公开了将具有多个磁产生元件的探针贯穿插入到通道中、检测软性内窥镜的插入部的形状并进行显示的内窥镜形状检测装置。

[0004] 在高频切开钳子和内窥镜形状检测装置的探针等器件上连接有缆线,以供给动作所需要的电力。但是,该缆线可能妨碍手术医生的操作并降低操作性。

[0005] 另外,在美国专利第6187002号说明书和美国专利第6206875号说明书中公开了经由电容耦合从套管的送电电极对插入到套管中的电容型无线手术器具的受电电极进行无线供电。

发明内容

[0006] 发明要解决的课题

[0007] 本发明的实施方式的目的在于,提供具有插入到软性内窥镜的通道中的操作性优良的器件的内窥镜系统。

[0008] 用于解决课题的手段

[0009] 本发明的一个方式的内窥镜系统具有:软性内窥镜,其具有挠性的插入部、配设在所述插入部的基端部侧的操作部、供所述插入部贯穿插入的挠性的通道,其中,所述插入部包含配设有摄像部的前端部;电源,其输出高频电力;以及处置器械,其从所述操作部的插入口插入并贯穿插入到通道内,包含对被处置部通电的一对刀片的处置部从所述前端部的开口突出,其中,所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含沿着所述通道的外周面敷设的第1送电电极和第2送电电极,所述第1送电电极和第2送电电极通过从所述电源输入的所述高频电力而产生交流电场,所述处置器械具有:处置部,其通过电力进行处置;以及接收所述交流电场的受电部,其包含第1受电电极和第2受电电极,与所述送电部一起构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,其中,在所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下,所述第1受电电极与所述第1送电电极呈同心圆状对置配置并构成第1电容器,所述第2受电电极与所述第2送电电极呈同心圆状对置配置并以与所述第1电容器相同的长度构成第2电容器。

[0010] 另一个实施方式的内窥镜系统具有:软性内窥镜,其具有挠性的插入部、配设在所述插入部的基端部侧的操作部、供所述插入部贯穿插入的挠性的通道,其中,所述插入部包含配设有摄像部的前端部;器件,其从所述操作部的插入口插入并贯穿插入到所述通道中;以及电源,其输出高频电力,其中,所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含第1送电电极

和第2送电电极,通过从所述电源输入的所述高频电力而产生施加给所述通道的交流电场,所述器件具有:处置部,其通过电力进行处置;以及接收所述交流电场的受电部,其包含与所述第1送电电极电容耦合的第1受电电极和与所述第2送电电极电容耦合的第2受电电极,与所述送电部一起构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,所述受电部接收的电力被输出到所述处置部。

[0011] 进而,另一个实施方式的内窥镜系统具有:软性内窥镜,其具有挠性的插入部、配设在所述插入部的基端部侧的操作部、供所述插入部贯穿插入的挠性的通道,其中,该插入部包含配设有摄像部的前端部;器件,其从所述操作部的插入口插入并贯穿插入到所述通道中;以及电源,其输出高频电力,其中,所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含相互电容耦合的第1送电电极和第2送电电极,构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,通过所述高频电力而产生施加给所述通道的交流电场,所述器件具有:处置部,其通过电力进行处置;以及接收所述交流电场的受电部,其包含相互电容耦合的第1受电电极和第2受电电极,构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路,所述受电部接收的电力被输出到所述处置部。

[0012] 发明效果

[0013] 根据本发明的实施方式,能够提供具有插入到软性内窥镜的通道中的操作性优良的器件的内窥镜系统。

附图说明

[0014] 图1是第1实施方式的内窥镜系统的结构图。

[0015] 图2是第1实施方式的内窥镜系统的内窥镜的剖面示意图。

[0016] 图3是第1实施方式的内窥镜系统的处置器械的剖面示意图。

[0017] 图4是第1实施方式的内窥镜系统的送电电极和受电电极的示意图。

[0018] 图5A是第1实施方式的内窥镜系统的剖面示意图。

[0019] 图5B是第1实施方式的内窥镜系统的剖面示意图。

[0020] 图6A是第1实施方式的内窥镜系统的送电电极和受电电极的剖视图。

[0021] 图6B是第1实施方式的内窥镜系统的送电电极和受电电极的剖视图。

[0022] 图7是第1实施方式的内窥镜系统的等效电路图。

[0023] 图8是第1实施方式的变形例1的内窥镜系统的等效电路图。

[0024] 图9A是第1实施方式的内窥镜系统的变形例2的电极的示意图。

[0025] 图9B是第1实施方式的内窥镜系统的变形例2的电极的示意图。

[0026] 图9C是第1实施方式的内窥镜系统的变形例2的电极的示意图。

[0027] 图9D是第1实施方式的内窥镜系统的变形例2的电极的示意图。

[0028] 图9E是第1实施方式的内窥镜系统的变形例2的电极的示意图。

[0029] 图9F是第1实施方式的内窥镜系统的变形例2的电极的示意图。

[0030] 图9G是第1实施方式的内窥镜系统的变形例2的电极的示意图。

[0031] 图9H是第1实施方式的内窥镜系统的变形例2的电极的示意图。

[0032] 图9I是第1实施方式的内窥镜系统的变形例2的电极的示意图。

[0033] 图10是第1实施方式的内窥镜系统的变形例2的电极的示意图。

- [0034] 图11是第1实施方式的内窥镜系统的变形例2的电极的剖面示意图。
- [0035] 图12是第1实施方式的内窥镜系统的变形例2的电极的剖面示意图。
- [0036] 图13是第1实施方式的变形例3的内窥镜系统的等效电路图。
- [0037] 图14A是第1实施方式的内窥镜系统的变形例3的电极的示意图。
- [0038] 图14B是第1实施方式的内窥镜系统的变形例3的电极的示意图。
- [0039] 图14C是第1实施方式的内窥镜系统的变形例3的电极的示意图。
- [0040] 图14D是第1实施方式的内窥镜系统的变形例3的电极的示意图。
- [0041] 图14E是第1实施方式的内窥镜系统的变形例3的电极的示意图。
- [0042] 图15是第1实施方式的变形例4的内窥镜系统的内窥镜的剖面示意图。
- [0043] 图16是第1实施方式的变形例5的内窥镜系统的送受电部的剖面示意图。
- [0044] 图17是第1实施方式的变形例6的内窥镜系统的受电部的等效电路图。
- [0045] 图18是第2实施方式的内窥镜系统的受电部的等效电路图。

具体实施方式

[0046] <第1实施方式>

[0047] 如图1所示,本实施方式的内窥镜系统1具有软性内窥镜(以下称为“内窥镜”)10、贯穿插入到内窥镜10的通道14中的器件即处置器械20、电源30。

[0048] 内窥镜10具有插入部11、配设在插入部11的基端部侧的操作部12、从操作部12延伸设置的通用软线13。插入部11包含配设有摄像部15(参照图2)的前端部11A、用于改变前端部11A的方向的弯曲部11B、挠性的细长的软性部11C。操作部12是供手术医生把持来进行前端部11A的方向操作、送气送水操作和内窥镜图像拍摄操作等的非挠性部。与此相对,插入部11是从口腔或肛门插入到消化道的内部等的挠性部。

[0049] 与内窥镜10的通用软线13连接的处理器32具有进行内窥镜系统1的整体控制的由CPU等构成的控制部(未图示),对摄像部15输出的摄像信号进行处理,在监视器33上显示内窥镜图像。与处理器32连接的电源30对处置器械20供给高频电力。例如,脚踏开关SW31对电源30的输出进行接通/断开控制。另外,从通用软线13分支的布线也可以与电源30直接连接。

[0050] 内窥镜10在从操作部12的插入口14A到前端部11A的开口14B的范围内具有供插入部11贯穿插入的由树脂管构成的挠性的通道14。

[0051] 处置器械20具有配设有处置部22的前端部21A、细长的挠性的插入部21B、配设在插入部21B的基端部侧且供手术医生在体外进行的操作部21C。处置器械20从插入口14A插入并贯穿插入到通道14中,前端部21A从开口14B突出。

[0052] 前端部21A具有作为处置部22的被接通高频电流的一对刀片(电极)22A、22B(参照图3)。根据操作部21C的操作,被钳子的一对刀片22A、22B(参照图3)夹持的作为被处置部的活体组织(患部)LT通过基于高频电流的焦耳热而被切除/止血。

[0053] 电源30例如输出频率为100kHz以上100MHz以下的高频电力。高频电力的频率优选从法令等认可使用的频率中进行选择,例如为13.56MHz。高频电力的振幅没有特别限制,但是优选波形为正弦波。

[0054] 在内窥镜系统1中,处置器械20和电源30不是有线连接。但是,当处置器械20插入

到通道14中时,以无线电力传送的方式经由内窥镜10从电源30接收处置所需要的电力。另外,无线电力传送是与基于无线的电力供给相同的意思。

[0055] 即,如图2和图4所示,内窥镜10具有送电部19,该送电部19包含第1送电电极18A和第2送电电极18B,将电源30输出的高频电力转换为交流电场。内窥镜10的第1送电电极18和第2送电电极18B由以覆盖通道14的外周的方式敷设的圆筒状的导体构成。第1送电电极18A的长度与第2送电电极18B的直径和长度大致相同(例如 $\pm 20\%$),在两者之间存在绝缘用的间隙(空隙)。另外,通道14包含挠性管和分支管,分支管的一方与送气抽吸管14X连接。

[0056] 送电部19只要在操作部12和插入部11中的至少任意一方的内部即可,也可以构成具有置换通道14的一部分的中空部。即,在本说明书中,将所述结构的形成中空部的结构要素也视为通道14的一部分。

[0057] 并且,在作为电极的功能上,第1送电电极18A和第2送电电极18B的导体可以在中空部的内表面露出,但是,由于通道14还用于送气抽吸等,所以,优选中空部的内表面由绝缘体密封。

[0058] 另一方面,如图3和图4所示,处置器械20具有接收交流电场的受电部29,该受电部29包含第1受电电极28A和第2受电电极28B。处置器械20的第1受电电极28A和第2受电电极28B由沿着插入部21B的外周面敷设的圆筒状的导体构成。第1受电电极28A的长度与第2受电电极28B的直径和长度大致相同,在两者之间存在绝缘用的间隙(空隙)。

[0059] 下面,将第1送电电极18A和第2送电电极18B分别称为送电电极18,将第1受电电极28A和第2受电电极28B分别称为受电电极28。

[0060] 另外,配设有受电电极28的插入部21B的一部分区域只要配设成导体未在最外周面上露出、并且能够贯穿插入到通道14内即可,外径 $\phi(20)$ 也可以大于其他区域。

[0061] 这里,如图5A所示,即使处置器械20从插入口14A插入到通道14中,在处置部22从开口14B突出之前,处置器械20的受电电极28也无法高效地接收内窥镜10的送电电极18产生的交流电场。

[0062] 与此相对,如图5B所示,在处置部22从开口14B突出的状态下,换言之,在处置部22进行动作的状态之前处置器械20被插入到通道14中的状态下,受电电极28A、28B成为分别被插入到送电电极18A、18B的内部的状态。因此,在内窥镜系统1中,在处置部22从开口14B突出的状态下,受电电极28与送电电极18较强地电容耦合,能够高效地接收送电电极18产生的交流电场。

[0063] 沿着圆筒状的通道的外表面敷设的送电电极18A、18B和沿着圆筒状的处置器械的外表面敷设的受电电极28A、28B均为圆筒状。

[0064] 因此,如图6A所示,在第1受电电极28A被插入到第1送电电极18A的内部的状态下,呈同心圆状对置配置的第1送电电极18A和第1受电电极28A形成第1电容器C1。另一方面,如图6B所示,呈同心圆状对置配置的第2送电电极18B和第2受电电极28B同样形成第2电容器C2。

[0065] 在内窥镜系统1中,处置器械20与内窥镜10不会基于导体进行物理接触(连接)。但是,处置器械20的受电部29与内窥镜10的送电部19以电容方式耦合。

[0066] 其结果,如图7所示,在内窥镜系统1中,内窥镜10的电源30输出的高频电力经由电容器C1、C2输出到处置器械20的处置部22。另外,连接电源30和第2送电电极18B的布线也可

以接地连接。

[0067] 来自送电部19的电力传递到以电容方式耦合的受电部29,对处置器械20供给电力。

[0068] 这里,基于电容耦合的无线传送的效率与送电电极18和受电电极28的电容耦合的大小、即由送电电极18和受电电极28构成的电容器C1、C2的电容CA、CB成比例。另外,电容器C1的电容CA和电容器C2的电容CB大致相同。

[0069] 电容器的电容C与电极间的电容率 ϵ 和对置电极面积A成比例,与电极间距离g成反比例。

[0070] 即, $C=\epsilon A/g$

[0071] 如图6A和图6B所示,通道14的内径 $\phi(14)$ 大于插入部21B的外径 $\phi(20)$,以使得能够供处置器械20的插入部21B贯穿插入。例如 $\phi(14)=2.8\text{mm}$, $\phi(20)=2.6\text{mm}$ 。当将通道14的壁厚视为0时,电容器C1、C2的电极间距离g在相互同轴且不偏心的情况下非常短而成为0.1mm。并且,对置电极面积A与较短一方的电极的长度L成比例。

[0072] 因此,优选送电电极18和受电电极28的长度为1cm以上。如果是所述范围以上,则能够进行电力的送受电。另一方面,送电电极18和受电电极28的最大长度由通道14的长度D决定。例如,挠性的内窥镜10的通道长度D为100cm以上230cm以下的程度。在第1送电电极18A与第2送电电极18B之间存在规定长度 α 的间隙(空隙)。因此,第1送电电极18A和第2送电电极18B的最大长度大致为 $(D-\alpha)/2$ 。受电电极28的最大长度也大致为 $(D-\alpha)/2$ 。

[0073] 另外,从送受电效率和自身电感的观点来看,特别优选送电电极18和受电电极28的长度为5cm以上100cm以下。

[0074] 另外,也可以在送电电极18与受电电极28之间配设氟树脂等电容率 ϵ 较高的绝缘材料来增大电容C。

[0075] 并且,也可以通过使送电电极18与受电电极28的中心位置偏心、或使敷设有送电电极18的通道向中央侧或单侧按压变形并局部减小电极间距离g的机构,来增大电容C。

[0076] 另外,在未偏心的状态下,电容最大的状态是在送电电极18的全长范围内插入受电电极28的状态。因此,优选受电电极28的长度比送电电极18的长度长,进而,当考虑处置器械20从开口14B突出的突出量d时,特别优选2个受电电极28的长度的合计为(2个送电电极18的长度的合计+间隙 α +突出量d)。另外,突出量d根据处置器械而不同,但是,例如为1cm以上10cm以下。

[0077] 另外,送电电极18等的最短长度是使得电路的寄生电容和与送受电有关的电容即电容器C1的电容CA与电容器C2的电容CB的合成电容大致相同的长度。当电路的寄生电容大于与送受电有关的电容时,供电电力的大部分未到达处置部。

[0078] 并且,当处置部更多地消耗从送电部输入到受电部的电力时,传送效率进一步提高。因此,与电路的各种电阻成分相比,优选处置部的负载即电阻较大。

[0079] 即,在图2中示出送电电极18配设在操作部12的通道14中的例子,但是,也可以配设在软性部11C的通道14中,还可以配设在操作部12和软性部11C的通道14中。并且,也可以是第1送电电极18A配设在操作部12的通道14中、第2送电电极18B配设在软性部11C的通道14中。

[0080] 并且,图3所示的受电电极28的长度较短,但是,例如也可以是与插入部21B的长度

大致相同的长度的电极。

[0081] 送电电极18和受电电极28配设在处置部的动作时较强地电容耦合的位置即可。另外,配置在挠性的软性部11C的内部的送电电极18和受电电极28需要具有挠性。

[0082] 在内窥镜系统1中,通过活用通道14,能够构成电极间距离 g 较短、对置电极面积 A 较大、电容 C 较大的电容器C1、C2。

[0083] 内窥镜10的通道14的长度 D 非常长而成为100cm以上,但是,其大部分配置在挠性的软性部11C的内部。在具备具有挠性的较长的插入部11(通道14)的软性内窥镜10的内窥镜系统1中,由于能够根据插入部11的长度而加长送电电极18和受电电极28的长度,所以,无线电力传送的效率较高。

[0084] 送电电极18和受电电极28的长度容易成为5cm以上,但是,配置在挠性的软性部11C的内部的送电电极18和受电电极28需要具有挠性。

[0085] 进而,由于电容器C1、C2由同心圆状的对置电极构成,所以,在通道14中,即使处置器械20以长度方向为轴旋转,送电电极18和受电电极28也稳定地电容耦合。因此,手术医生能够进行插入操作,而不用注意处置器械20的旋转。

[0086] 如已经说明的那样,送电电极18由以覆盖通道14的外周的方式敷设的圆筒状的金属构成。例如,通过蒸镀法或电镀法在挠性管即通道14的外周面形成铜等的金属膜,由此能够制作送电电极18。

[0087] 受电电极28也与送电电极18同样,通过在处置器械20的插入部21B的外周面形成金属膜,由此能够制作送电电极18。另外,优选送电电极18和受电电极28的表面由绝缘膜覆盖以确保绝缘性和可靠性。

[0088] 由金属膜构成的送电电极18和受电电极28容易敷设在曲面上,并且具有挠性。

[0089] 这里,优选即使是通道长度 D 不同的多个内窥镜,也能够使用相同的处置器械20。因此,优选以开口14B为基准来设定送电电极18的配设位置。即,内窥镜的送电电极18的重心配设在与开口14B相距规定距离 D_1 的位置即可。这里,重心是指与送电或受电有关的电极全长的长度方向的中央位置。在电极在长度方向上被分割为多个的情况下,是包含其全部在内的全长的中央位置。该情况下,通道长度 D 较长的内窥镜与通道长度 D 较短的内窥镜相比,从插入口14A到送电电极18的距离 D_2 较长。

[0090] 在具有各自的送电电极18配设在与开口14B相距规定距离 D_1 的位置的多个内窥镜和处置器械20的内窥镜系统中,多个内窥镜能够高效地对处置器械20进行无线供电。

[0091] 另外,具有1个内窥镜和在分别在通道14中插入到动作位置的状态下、在最高效地接收送电部19产生的交流电场的位置配设受电部29的多个处置器械的内窥镜系统当然具有同样的效果。

[0092] 如图7的等效电路图所示,在内窥镜系统1中,包含电源30和送电部19的内窥镜侧电路、以及包含受电部29和处置部22(22A、22B)并对消耗电力的负载部即活体组织LT施加电流的处置器械侧电路不会经由导体进行物理接触。

[0093] 但是,受电部29与送电部19附近的空间中产生的非辐射的交流电场电容耦合。经由电容耦合的受电部29对处置器械20的处置部22供给电力。

[0094] 由于内窥镜系统1的处置器械20不具有与电源30连接的布线(缆线),所以,处理容易且操作性优良。进而,由于送电部19配设在内窥镜10的内部,所以,所产生的电磁场不容

易泄漏到内窥镜10的外部,所以,泄漏电磁场针对周围设备等的影响较小。并且,由于确保了作为被处置体的活体与送受电部之间的距离,所以,发热的影响较小。

[0095] 并且,圆筒形的受电电极28与圆筒形的送电电极18同轴,相同尺寸的对置电极中,对置电极面积最大,所以,电容器的电容C较大。进而,由于受电电极28和送电电极18能够配设在软性内窥镜10的插入部11的全长范围内,所以,更加容易增大电容。

[0096] 并且,通过在内窥镜10的内部配设送电部19,规定了送电部19与受电部29的相对位置关系,所以,能够稳定地维持送电部19和受电部29之间的较强的电容耦合状态、即电力传送效率较高的状态,所以,节能性也优良。

[0097] 进而,如图7所示,内窥镜系统1也可以在包含内窥镜10的送电部19和处置器械20的受电部29的送受电路中具有电感元件17。送受电路通过施加电感成分而构成规定谐振频率F1的串联谐振电路。

[0098] 而且,包含电容器C1的电容CA和电容器C2的电容CB的电路电容Ctotal、包含电感元件17的电路电感Ltotal、电源30输出的高频电力的频率F0成为以下的(式1)的关系。

[0099] (式1)

$$[0100] \quad \sqrt{L_{total} \cdot C_{total}} = 1/2\pi F1 = 1/2\pi F0$$

[0101] 即,电源30输出的高频电力的频率F0与送受电路的谐振频率F1一致。因此,电源30输出的高频电力高效地输出到处置部22。

[0102] 另外,代替电感元件17,也可以是处置器械20的受电部29包含电感元件,还可以是送电部19和受电部29分别包含电感元件。

[0103] 这里,谐振电路的电感元件的端子间电压和电容器的端子间电压成为相同电压,电感元件的电感设定为利用电容器的电容和特定频率抵消电抗。这里,当仅议论更加本质的电容器的端子间电压时,端子间电压与电容成反比例。由此,电容器的电容较大时,端子间电压较小,能够降低绝缘破坏的风险。但是,当电容过大时,即使不存在电感元件17,有时也通过谐振电路的自身电感进行自身谐振,控制性变差。为了配设电感元件并使控制性优良,需要使电容较小。因此,考虑绝缘破坏的风险与控制性的折衷来设定电容。另外,虽然没有详细说明,但是,由于电感元件的端子间电压与电感成比例,所以,进行与电容元件相反的动作。

[0104] 这里,如已经说明的那样,在内窥镜系统1中,在对处置器械20输出的电力的接通/断开控制中使用开关。在图1中,设开关为脚踏开关31进行了例示,但是,也可以在电源30、内窥镜10的操作部12或处置器械20的操作部21C中配设开关。

[0105] 与电源30连接的开关或配设在电源30中的开关对电源30的输出进行接通/断开控制。配设在操作部12或操作部21C中的开关通过送电部19或受电部29的内部电路对电力进行接通/断开控制。另外,代替送受电路中的接通/断开控制,通过对送受电路的Q值进行增减并大幅改变送受电效率,能够得到与接通/断开控制相同的效果。但是,在电力量较大的情况下,Q值减少控制可能产生发热等问题。

[0106] 另外,开关也可以是按钮开关、触摸手势对应操作部或基于声音识别的操作部等。

[0107] 如以上说明的那样,在内窥镜系统1中,用于开始或停止来自电源30的输出的送电开始停止单元即开关与电源30分开配设,或者配设在内窥镜10的操作部12或处置器械20

中。

[0108] <第1实施方式的变形例>

[0109] 接着,对第1实施方式的变形例1~6的内窥镜系统1A~1F等进行说明。由于内窥镜系统1A~1F等具有与已经说明的内窥镜系统1相同的结构,是类似的,所以,对相同功能的结构要素标注相同标号并省略说明。

[0110] 内窥镜系统1A~1F等均具有内窥镜系统1的效果,进而,分别具有比内窥镜系统1更加优良的效果。

[0111] <变形例1>谐振控制

[0112] 如图8所示,在内窥镜系统1A中,电感元件17A是电感可变元件。而且,控制部32A调整电感元件17A的电感,以使得谐振电路的谐振频率F1与电源30输出的高频电力的频率F0一致。控制部32A例如配设在处理器32、电源30或内窥镜10中。

[0113] 当送电电极18与受电电极28的位置关系或处置状态等变化时,谐振电路的谐振频率F1变化。但是,在内窥镜系统1A中,调整谐振频率F1以使其与高频电力的频率F0一致。

[0114] 因此,从电源30到谐振电路的电力输入是高效的。

[0115] 另外,控制部32A也可以根据送受电路的谐振频率F1的变化来控制电源30,使高频电力的频率F0或高频电力的输出值变化。

[0116] 另外,在以上的说明中,设电感元件17A为送电部19A的一部分来进行说明,但是,例如,电感元件17A和控制部32A也可以是处理器32的一部分。并且,电感元件17A等也可以配设在处置器械20的操作部21C中。即,只要内窥镜系统1A的任意一个结构要素包含电感元件17A和控制部32A即可。

[0117] 另外,也可以是,在使用输出阻抗不为零的例如50 Ω 电源作为电源30的情况下,将阻抗匹配电路配设在送电部的前方,以使得通过使比送电部更靠处置部侧的阻抗与电源的输出阻抗一致来抑制反射,提高从电源30到谐振电路的电力输入的效率。

[0118] 组合2个元件以上的电容元件和电感元件等而构成的阻抗匹配电路可以是处理器32的一部分,也可以配设在处置器械20的操作部21C中。

[0119] <变形例2>电极构造

[0120] 根据送受电部的电极的构造和配置而使所产生的交流电场的分布和电容耦合状态等大幅不同。但是,只要是送电部19中产生的交流电场和受电部29产生电容耦合的结构,则能够以无线方式进行电力传送。

[0121] 即,在内窥镜系统1中,作为送电部19的送电电极18和受电部29的受电电极28,以圆筒状金属膜为例进行了说明,但是,交流电场的产生/受电用的电极不限于圆筒状金属膜。图9A~图12中示出送电电极18和受电电极28的变形例的电极。

[0122] 另外,受电部29的受电电极28的结构可以与送电部19的送电电极18的结构相同,也可以不同。

[0123] 图9A的电极8A由使铜箔等成为圆筒状的金属部件或铜管等构成。图9B的电极8B连接多个圆筒状金属部件并使它们电连接。即使各个圆筒状金属部件的挠性较低,电极8B也具有挠性。由于图9C的电极8C由网眼状的金属部件构成,所以具有挠性。由于图9D的电极8D在长度方向上形成狭缝,所以,由于涡电流而导致的损失降低较小。图9E的电极8E通过多个狭缝进行分割,但是电连接。由于电极8E被分割成多个细长的部件,所以具有挠性。

[0124] 图9F的电极8F为螺旋状。另外,在电极8F中相邻的单线彼此不接触,但是,为了降低自身电感,优选是相邻的单线彼此相互接触而导通的所谓的密绕线圈。图9G的电极8G具有螺旋状的折返部。图9H的电极8H在长度方向的端部具有折返部。

[0125] 这里,为了确保挠性和机械强度,有时在处置器械20的插入部21B中配设密绕的螺旋线圈。通过使用与电极10F相同的构造的处置器械20的形状保持用的螺旋线圈的一部分构成受电电极28,实现处置器械20的小型化和低成本化。

[0126] 即,通过在形状保持用的螺旋线圈中连接通电用的导线,能够将其用作受电电极28。另外,在形状保持用的螺旋线圈由电阻比较高的不锈钢等构成的情况下,为了降低电阻,优选通过电镀法等表面形成低电阻金属、例如铜或银等。或者,也可以将不锈钢线圈的至少一部分替换为由低电阻金属构成的线圈,以使得将其用作受电电极28。

[0127] 并且,图9I所示的电极8I的构造与电极8B的构造类似,但是,相邻的圆筒状金属部件分别用作送电电极18A或送电电极18B。即,相邻的圆筒状金属部件不连接。在电极8I中,挠性的通道14大幅变形,即使送电电极18A和受电电极28A的一个一个的电极间距离 g_A 、送电电极18B和受电电极28B的一个一个的电极间距离 g_B 变化,也不会成为电容器C1的电容 C_A 和电容器C1的电容 C_B 大幅不同的状态。即,电容器C1的电容 C_A 的变化和电容器C1的电容 C_B 的变化被平均。因此,即使通道14大幅变形,送受电效率也不容易大幅变化。

[0128] 并且,如图10和图11等所示,也可以以在长度方向的相同位置形成2组电容器C1、C2的方式配置送电电极18和受电电极28。与在长度方向上配设送电电极18和受电电极28的情况相比,能够使各自的电极长度成为 $1/2$,或者能够使电极长度的最大长度成为2倍,所以,设计的自由度较高。

[0129] 在图12所示的内窥镜系统1B中,送电电极18被分割为送电电极18N1~18N10。送电电极18N1~18N10经由各个开关元件(未图示)而与电源30连接。处置器械20在通道14的内部旋转自如。

[0130] 在内窥镜系统1B中,选择与受电电极28最强地电容耦合的送电电极18N1~18N10来形成电容器C1、C2。另外,优选电极的分割数为3以上10以下。只要在所述范围内,则能够得到规定效果。

[0131] 在内窥镜系统1B中,即使电极被分割,也能够抑制电力传送效率相对于以处置器械20的长度方向为轴中心的旋转的变化。

[0132] <变形例3>共振构造

[0133] 如图13所示,在内窥镜系统1C中,送电电极18A、18B构成产生交流电场作为附近场的电容器C3。而且,受电电极28A、28B构成电容器C4,所述电容器C4与电容器C3产生的交流电场电容耦合。

[0134] 例如,如图14A所示,送电电极18A和送电电极18B(受电电极28A和送电电极18B)配置成偶极天线状。

[0135] 进而,在内窥镜系统1C中,送电部19C和受电部29C分别包含电感元件17C、27C,构成独立的谐振电路。而且,送电部19C的谐振频率 $F1C$ 、受电部的谐振频率 $F2C$ 、高频电力的频率 $F0$ 相同。

[0136] 另外,送电电极18和受电电极28也可以是图14B~图14E所示的形式。图14B~图14E是使图14A所示的偶极天线状的电极折返的构造或卷绕图14A所示的偶极天线状的电极

的构造。图14E示出在长度方向上呈双螺旋状卷绕成对的2个电极的构造。与在相反方向上折返或卷绕的情况相比,呈双螺旋状卷绕的电极得到更大的电容,所以,传送效率较高,进而,在长度方向上电场分布在宽范围内,所以,处置器械20的位置自由度较高,操作性优良。

[0137] <变形例4>遮蔽部件

[0138] 如已经说明的那样,在内窥镜系统1中,由于送电部19配设在内窥镜10的内部,所以,所产生的电磁场不容易泄漏到内窥镜10的外部。进而,为了防止泄漏电磁场,如图15所示,优选具有如下的内窥镜10D的内窥镜系统1D,其中,该内窥镜10D配设了对电磁场进行遮蔽的遮蔽部件18S。遮蔽部件18S配设成覆盖送电电极18的外周的至少一部分即可,但是,优选配设成完全覆盖外周。

[0139] 作为遮蔽部件18S,使用导电性材料例如金、银、铜、铝或不锈钢等金属、多量掺杂半导体或导电性树脂等。另外,作为遮蔽部件,通过使用坡莫合金等软磁性材料等,不仅能够进行遮蔽,还能够得到对磁力线的路径进行控制的作为磁轭的效果。这里,遮蔽部件18S也可以与地线连接(接地连接)。

[0140] 如以上说明的那样,在内窥镜系统1D中,通道14被覆盖送电部19的遮蔽部件18S覆盖。

[0141] <变形例5>处置器械

[0142] 作为内窥镜系统1的器件,可以使用具有通过受电部29接收的电力进行动作的负载部的各种双极处置器械。即,例如可以使用高频切开钳子、高频止血钳子、热活检钳子、高频凝固处置器械、等离子体用交流产生处置器械、发热处置器械、冷却处置器械、振动处置器械或辐射处置器械等作为处置器械20。

[0143] 进而,器件不限于对活体组织LT施加高频电力来进行处置的处置器械,也可以是各种电驱动式的处置器械。例如,也可以使用利用超声波振动对活体组织进行切开或凝固的超声波处置器械、利用超声波振动对活体组织进行粉碎并抽吸的超声波抽吸处置器械、利用钻孔器等的旋转力对活体组织进行粉碎的切除处置器械、具有以电动方式移动钳子前端的功能的带致动器的处置器械等。

[0144] 并且,即使是贯穿插入到通道14中、但是前端部21A未从开口14B突出的探针等器件,也与处置器械20同样,能够将无线传送的电力输出到负载部。即,在本发明中,器件还包含贯穿插入到通道14中、但是前端部21A未从开口14B突出的探针等。

[0145] 例如,检测内窥镜的插入形状的内窥镜形状检测装置的具有多个磁产生元件的探针也是本发明的器件。通过无线传送而接收的电力被输出到负载部即磁产生元件。

[0146] 并且,如图16所示,内窥镜系统1E的在前端部配设有LED元件22E的辅助照明探针20E也在前端部21A未从开口14B突出的状态下进行使用。接收的电力被输出到负载部即LED元件22E。另外,在内窥镜系统1E中,电极合计长度 L_{e1ec} 、即送电电极18和受电电极28的重叠部分的长度的合计与由于电极构造而存在的间隙 α 的合计之和为50cm以上100cm以下,被描绘成与通道14的长度D大致相同。

[0147] 另外,如图16所示,在前端部21A未从开口14B突出的辅助照明探针20E中,在通道14中插入到动作位置的状态下,换言之,在需要电力供给的插入状态下,在最高效地接收送电部19产生的交流电场的位置配设受电部29。

[0148] 当使用辅助照明探针20E时,例如即使是未搭载特殊光观察功能的内窥镜,根据需

要,也能够照射辅助照明探针20E产生的适于患部的波长的特殊光,能够进行更加高效的观察。

[0149] 另外,在具有必要电力不同的多个处置器械的内窥镜系统中,需要根据各个处置器械的负载而适当调整电源30的输出,操作烦杂。因此,优选内窥镜系统具有与负载对应的受电效率的处置器械。

[0150] 例如,较小地设定对置电极面积,以使得例如必要电力为1W的处置器械的受电效率成为必要电力为100W的处置器械的受电效率的1/100。或者,在必要电力较小的处置器械中,通过有意地错开设定受电部的谐振频率和交流电场的频率,也可以降低受电效率。

[0151] 换言之,在具有多个处置器械的内窥镜系统中,在处置所需要的电力较小的处置器械中,降低送电部19与受电部29之间的电力传送效率。

[0152] 具备分别具有根据负载而设定的受电效率的受电部的多个处置器械的内窥镜系统不需要根据处置器械20来调整电源30的输出,所以操作性较高。

[0153] <变形例6>电力转换

[0154] 在内窥镜系统1等中,将受电部29接收的高频交流电力直接用于处置部22的处置。即,处置中使用的电力与电源30输出的高频电力相同,例如为13.56MHz的正弦波交流电力。

[0155] 与此相对,如图17所示,变形例6的内窥镜系统1F的处置器械20F具有对受电部29接收的高频电力进行转换并将其输出到处置部22的电力转换部25。电力转换部25将受电部29接收的电力转换为适于处置部22的处置的规格的电力。进而,虽然图中没有示出,但是,也可以具有对将受电部29接收的高频电力直接输出到处置部22还是输出到电力转换部25进行切换的开关即输出切换部。

[0156] 电力转换部25例如使正弦波的高频交流电力升压,或者振幅调制或频率调制成直流电力、脉冲波形电力、衰减波形电力或矩形波电力等。

[0157] 如以上说明的那样,内窥镜系统1F的处置器械20F具有将受电部29接收的电力的波形等转换为处置部施加的电力的波形等的电力转换部25。进而,处置器械20F具有用于将受电部29接收的电力或电力转换部25转换的电力中的任意一方施加给处置部22的输出切换部。

[0158] 将受电部29接收的电力转换为适于处置的电力并将其输出到处置部22的内窥镜系统1F能够进行更加适当的处置。

[0159] <第2实施方式>

[0160] 接着,对第2实施方式的内窥镜系统1G进行说明。由于内窥镜系统1G与已经说明的内窥镜系统1~1F类似,所以,对相同功能的结构要素标注相同标号并省略说明。

[0161] 如图18所示,内窥镜系统1G的处置器械20G具有将接收的交流电力转换为直流电力的电力转换部25G、蓄积电力转换部25G输出的电力的蓄电部40、告知蓄电部40的蓄电状态的告知部41、将蓄电部40蓄积并输出的直流电力转换为与处置部22的规格对应的电力的驱动部42。

[0162] 作为蓄电部40,不限于锂离子二次电池等电池。例如,电双层电容器的可蓄电电容比二次电池的可蓄电电容小,但是,能够进行快速充放电,并且由于充放电而导致的劣化较少,所以,特别优选用作蓄电部40。并且,蓄电部40也可以由二次电池和电双层电容器构成。

[0163] 告知部41例如是由LED构成的显示部,显示蓄电部40的蓄电量(充电余量)。例如,

在蓄电量充分而能够进行长时间的处置时,显示部以绿色发光,在蓄电量稍少时,显示部以黄色发光,在蓄电量较少而不能进行处置时,显示部以红色发光。并且,在由于处置而放电的蓄电部40通过蓄积接收的电力而成为能够进行处置的蓄电量时,告知部41也可以通过声音、光或振动等向手术医生进行告知。

[0164] 内窥镜系统1G具有内窥镜系统1等所具有的效果,进而,在受电部29无法接收电力的状态下也能够进行处置。另外,在具有1次电池的内窥镜系统中也能够得到上述效果,但是,更加优选具有不需要更换电池的蓄电部40。

[0165] 进而,处置部22使用电力的时间是短时间且是间歇的。因此,即使受电部29只能接收小电力,处置器械20G也能够处置与处置之间对蓄电部40进行充电。

[0166] 并且,在将所接收的电力直接用于处置的处置器械中,在处置所需要的电力量较大时,需要加强送电部19产生的电场强度。但是,送电部19能够产生的电场强度、即能够供给到处置部22的电力存在极限。

[0167] 由于处置器械20G将蓄电部40蓄积的电力用于处置,所以,即使处置部22需要的电力超过受电部29接收的电力,也没有问题,并且,虽然不需要产生较强的电场,但是能够进行大电力处置。即,在瞬间需要大电力时,送电部19也不需要产生较强的电场。因此,泄漏电场不会对周围设备等造成不良影响。

[0168] 即,在内窥镜系统1G中,电源30输出的高频电力较小即可,所以,来自送电部19的电场泄漏较少,也不容易产生发热等问题。

[0169] 当然,在内窥镜系统1G中,在处置所需要的电力较小时,也可以将受电部29接收的电力直接用于处置。

[0170] 这里,对上述实施方式和变形例等进行组合的内窥镜系统一并具有各个内窥镜系统的效果。

[0171] 例如,一个实施方式的内窥镜系统具有:软性内窥镜,其具有挠性的插入部、配设在所述插入部的基端部侧的操作部、供所述插入部贯穿插入的挠性的通道,其中,该插入部包含配设有摄像部的前端部;电源,其输出高频电力;以及处置器械,其从所述操作部的插入口插入并贯穿插入到通道内,包含对被处置部接通电力的一对刀片的处置部从所述前端部的开口突出,所述软性内窥镜具有送电部,该送电部包含沿着所述通道的外周面敷设的第1送电电极和第2送电电极,所述第1送电电极和第2送电电极通过从所述电源输入的所述高频电流而产生交流电场,所述处置器械具有:处置部,其通过电力进行处置;接收所述交流电场的受电部,其包含在所述处置部在所述通道中插入到动作位置的状态下与所述第1送电电极呈同心圆状对置配置并构成第1电容器的第1受电电极、以及与所述第2送电电极呈同心圆状对置配置并以与所述第1电容器相同的长度构成第2电容器的第2受电电极,所述受电部与所述送电部一起构成谐振频率与从所述电源输入的所述高频电力的频率相同的谐振电路;蓄电部,其蓄积所述受电部接收的电力,将比所述受电部接收的所述电力大的电力输出到所述处置部;以及告知部,其告知所述蓄电部的蓄电状态。

[0172] 本发明不限于上述实施方式等,能够在不改变本发明主旨的范围内进行各种变更、改变、组合等。

[0173] 本申请以2013年6月28日在日本申请的日本特愿2013-136760号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书、权利要求书和附图中。

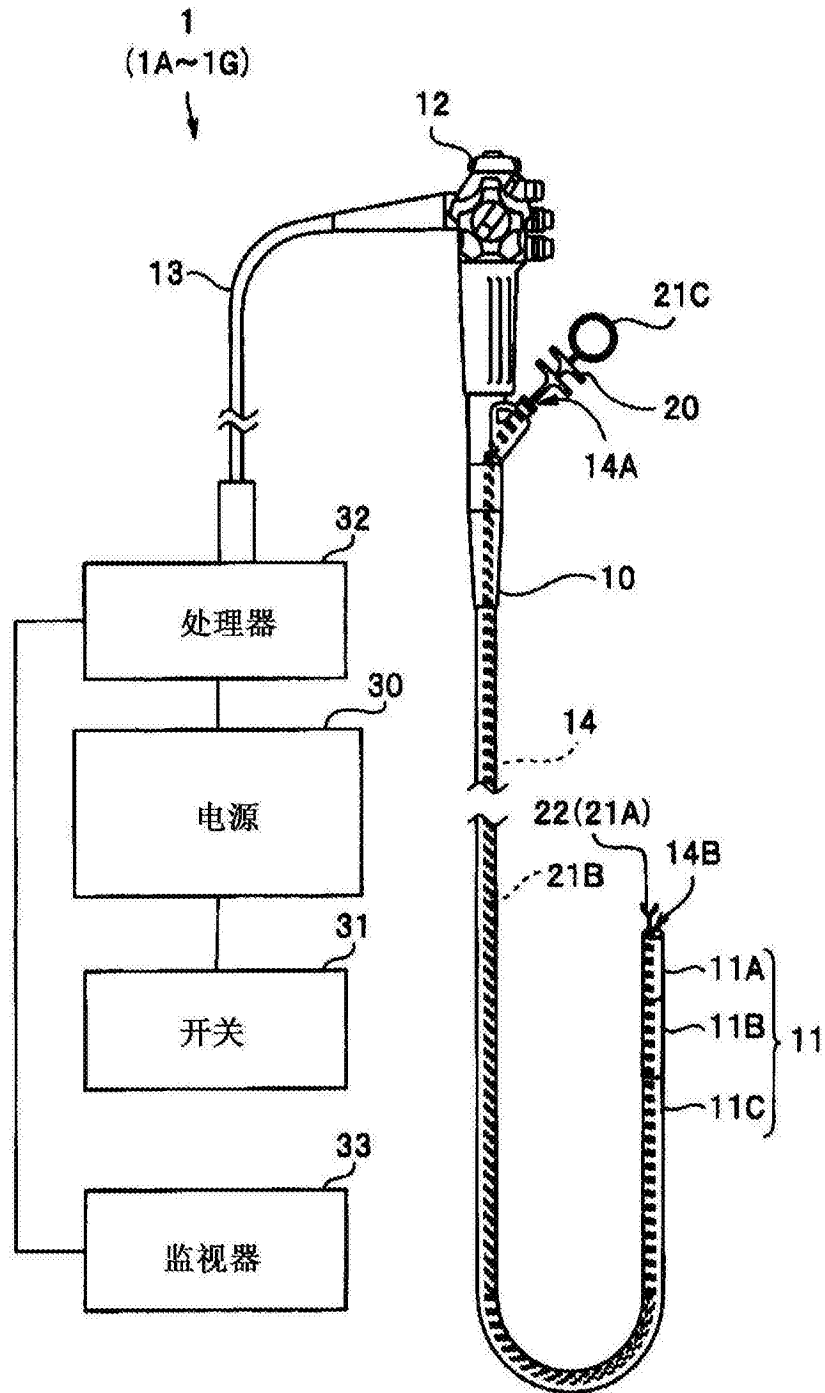


图1

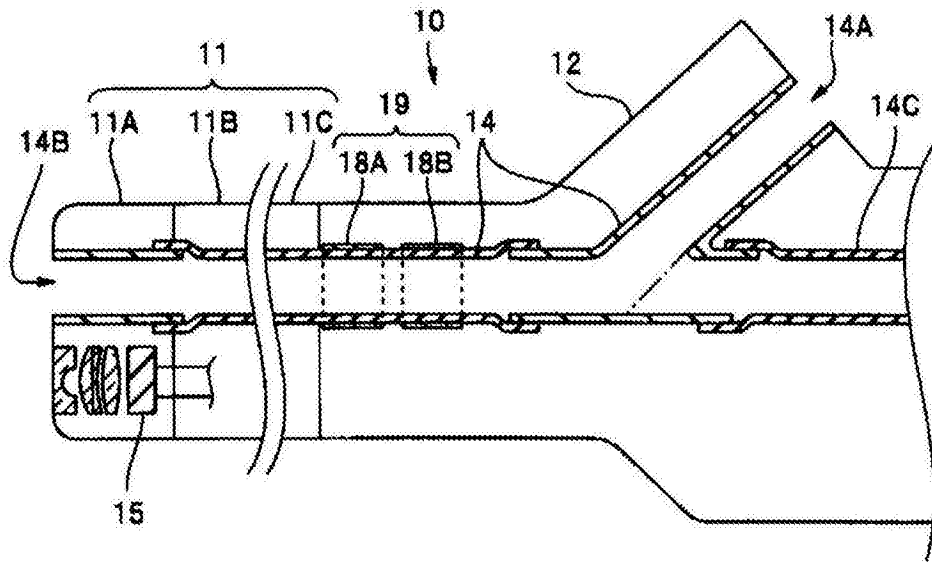


图2

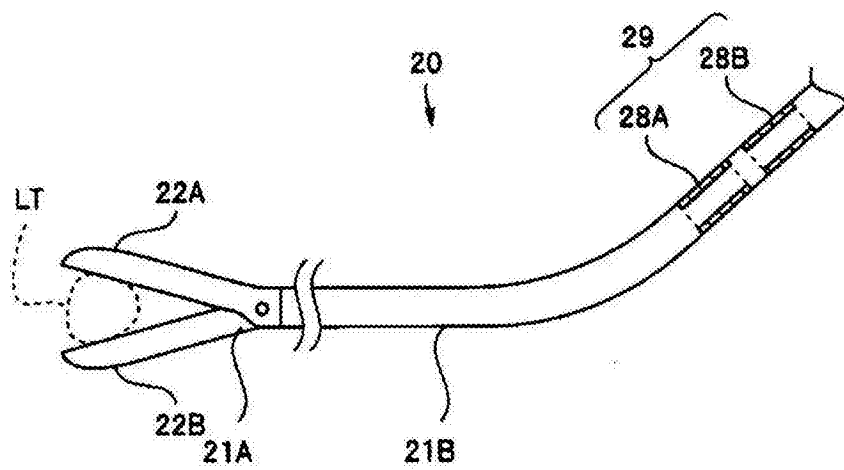


图3

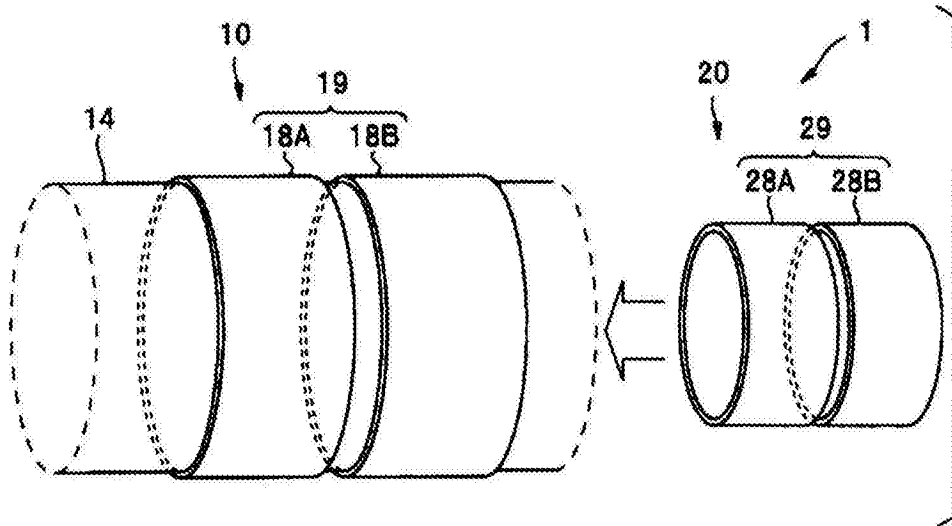


图4

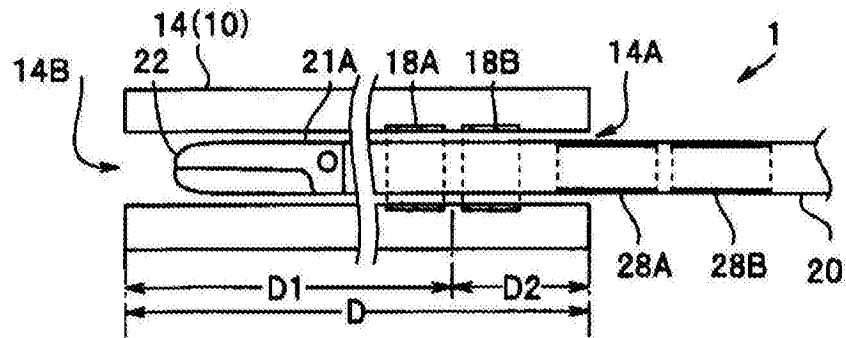


图5A

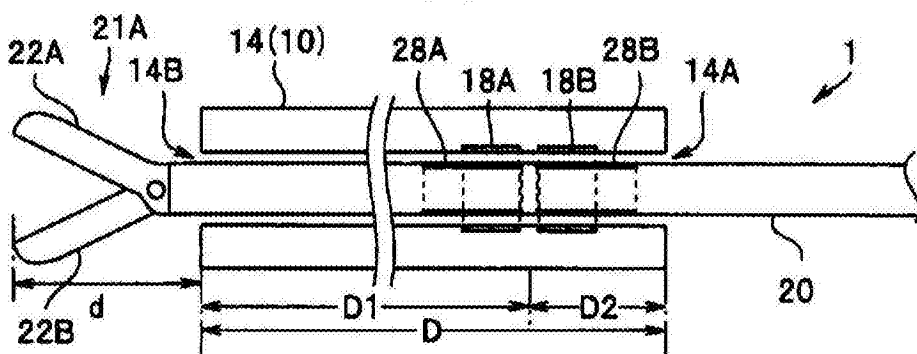


图5B

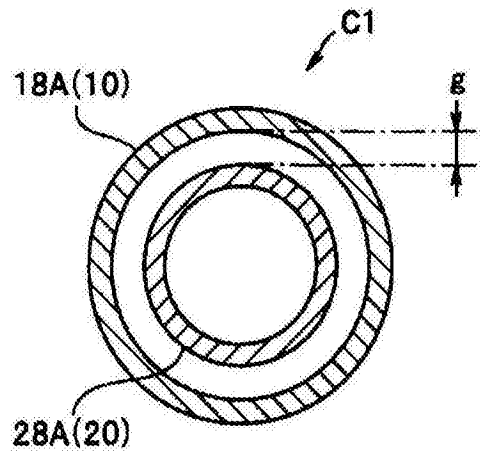


图6A

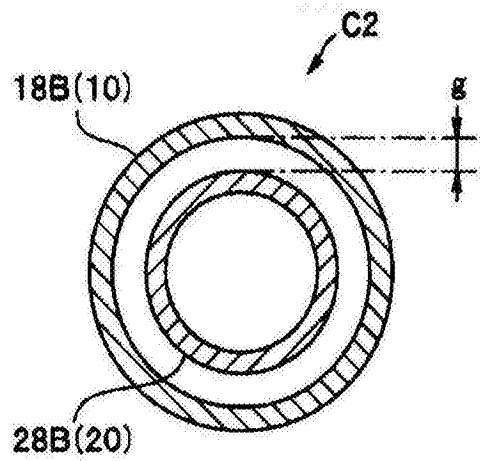


图6B

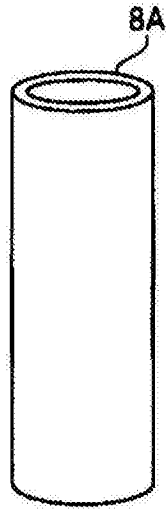


图9A

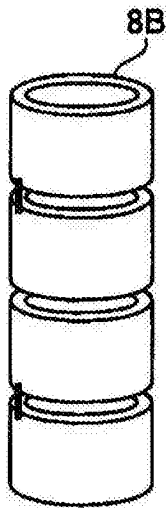


图9B

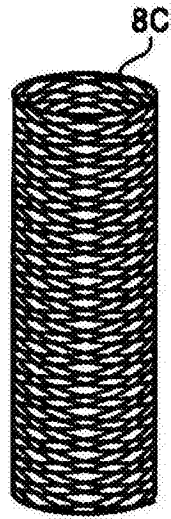


图9C

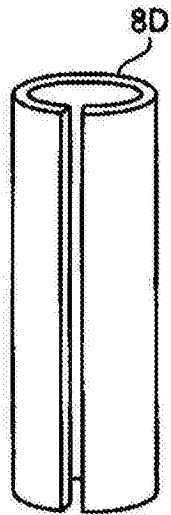


图9D

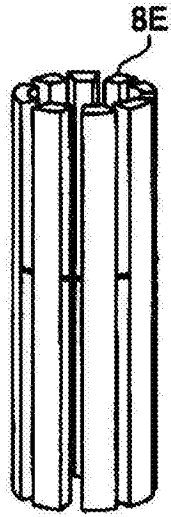


图9E

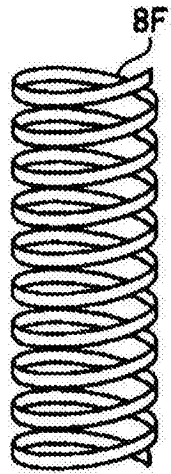


图9F

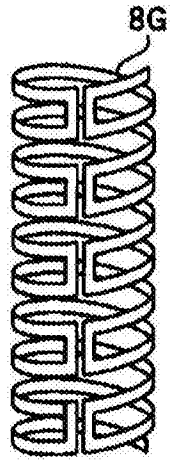


图9G

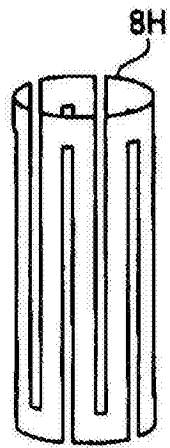


图9H

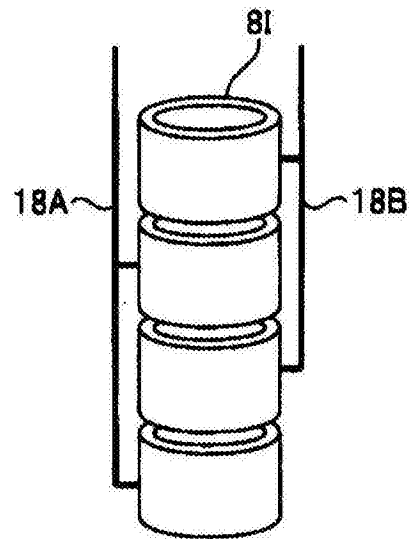


图9I

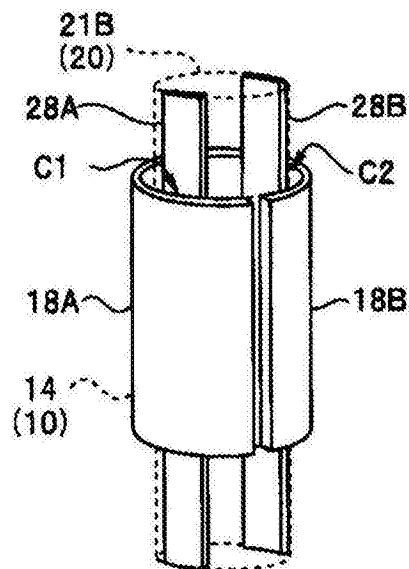


图10

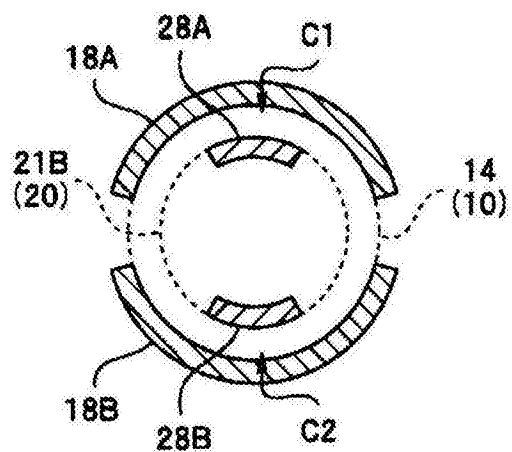


图11

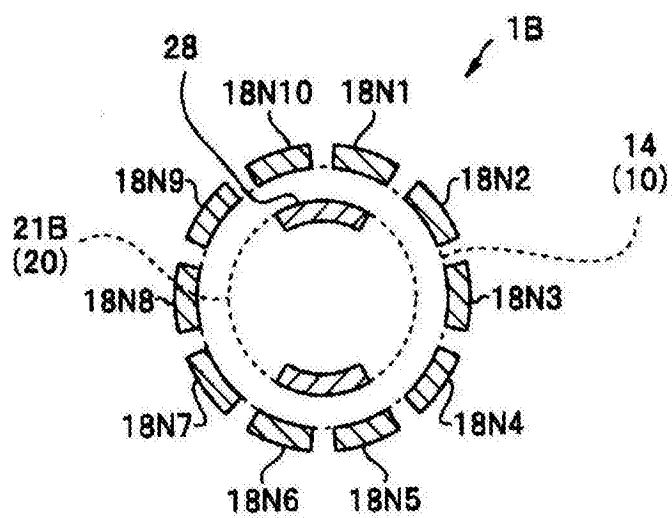


图12

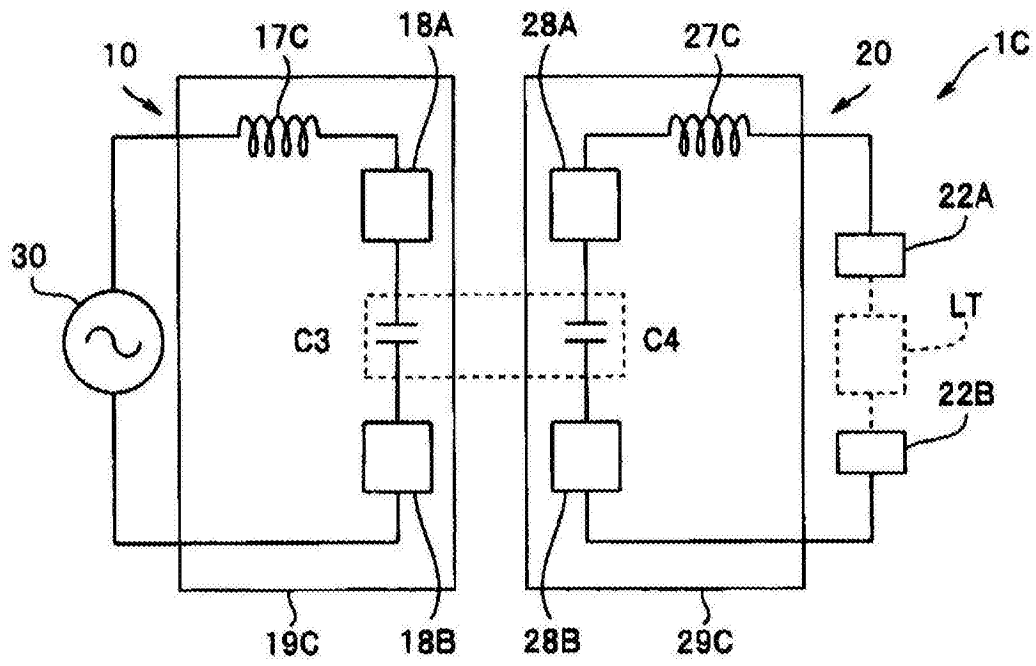


图13



图14A

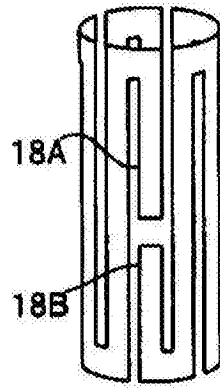


图14B

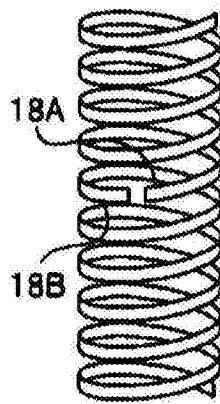


图14C

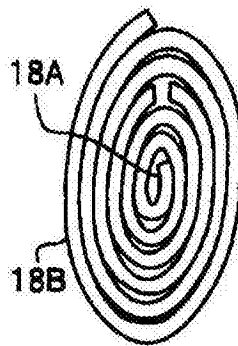


图14D

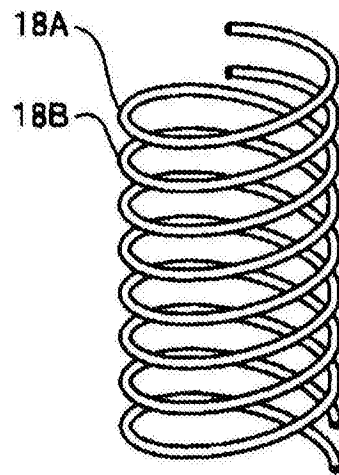


图14E

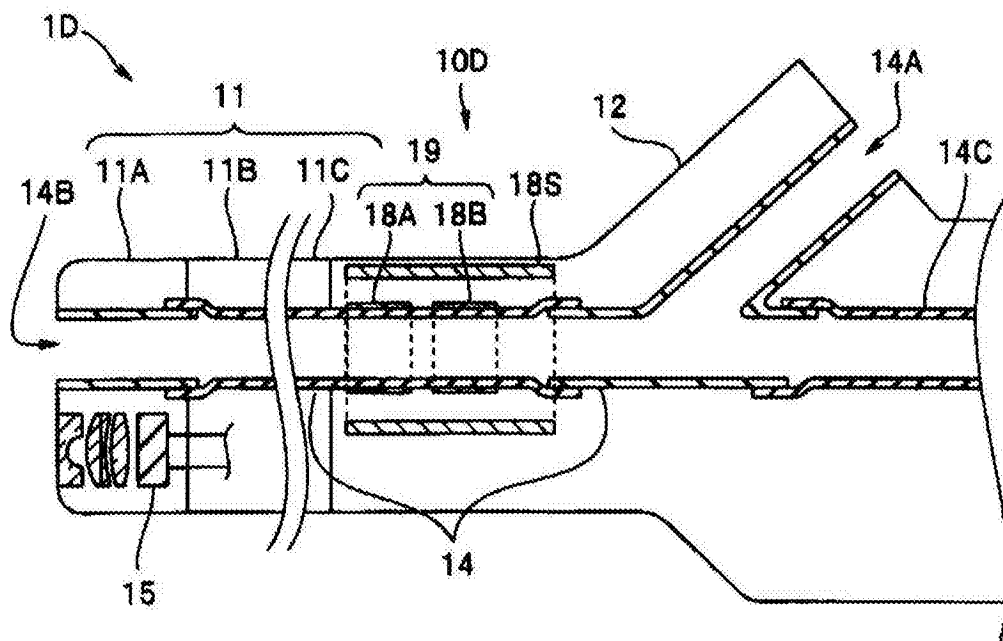


图15

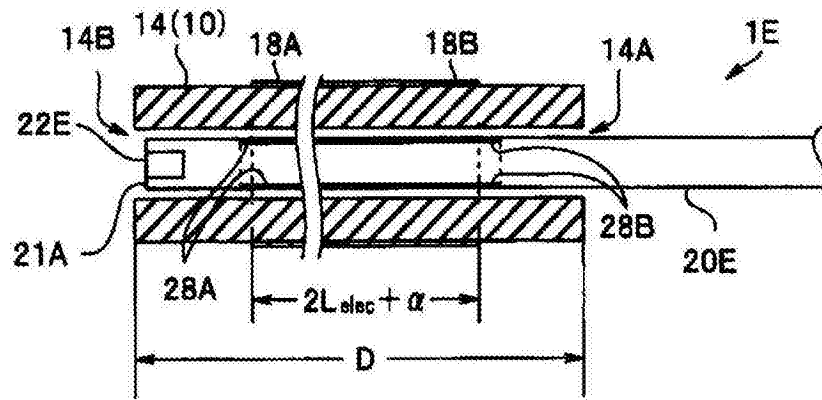


图16

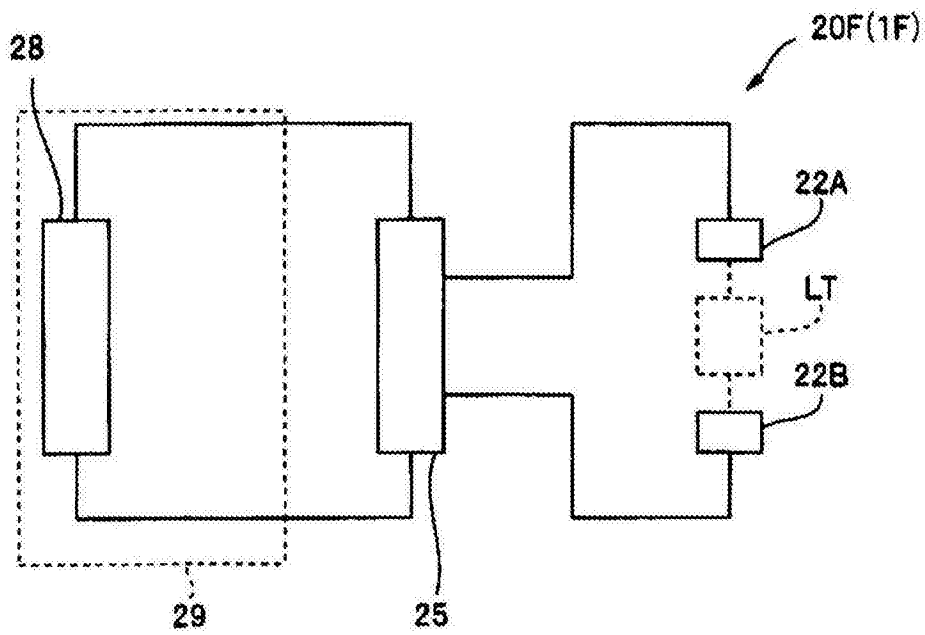


图17

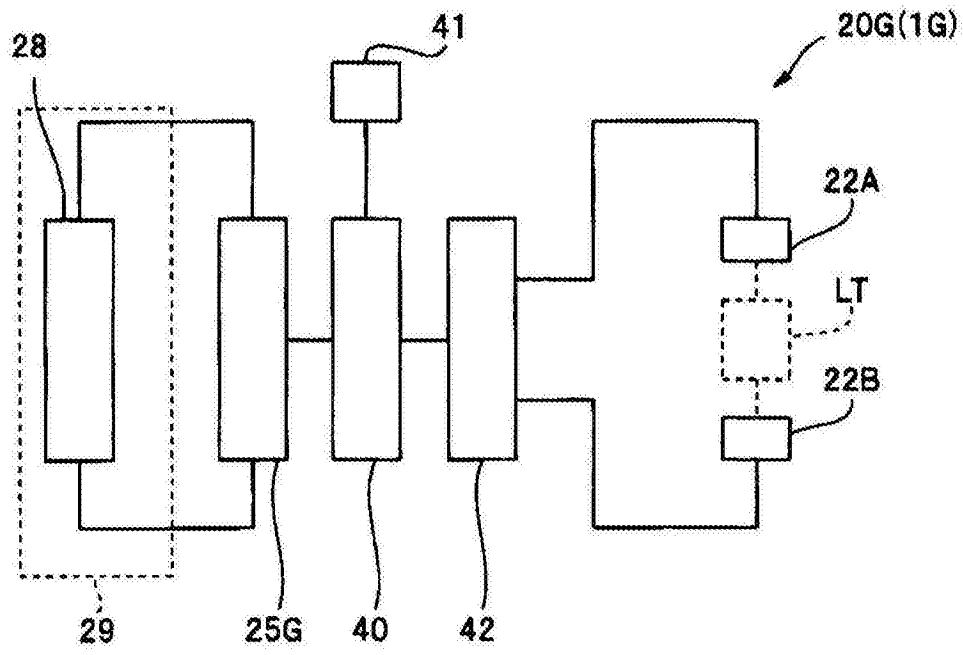


图18

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN105358036B	公开(公告)日	2017-09-19
申请号	CN201480036912.2	申请日	2014-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	鹤田尚英 杉山勇太 松井亮		
发明人	鹤田尚英 杉山勇太 松井亮		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B1/00029 A61B1/00124 A61B1/018 A61B18/1206 A61B18/1445 A61B2017/0034 A61B2018/00178 A61B2018/00601 A61B2018/00982 A61B2018/1286 A61B2018/147 A61B2560/0214 G02B23/2476 H02J50/05		
代理人(译)	李辉		
审查员(译)	张雯		
优先权	2013136760 2013-06-28 JP		
其他公开文献	CN105358036A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜系统(1)具备具有供插入部(11)贯穿插入的挠性的通道(14)的内窥镜(10)、从内窥镜(10)的操作部(12)的插入口(14A)插入并贯穿插入到通道(14)中的处置器械(20)、输出高频电力的电源(30)，内窥镜(10)具有送电部(19)，该送电部(19)包含第1送电电极(18A)和第2送电电极(18B)，通过高频电力而产生施加给通道(14)的交流电场，处置器械(20)具有接收交流电场的受电部(29)，该受电部(29)包含与第1送电电极(18A)电容耦合的第1受电电极(28A)和与第2送电电极(18B)电容耦合的第2受电电极(28B)，与送电部(19)一起构成谐振频率与高频电力的频率相同的谐振电路。

